

(19)日本国特許庁 (J P)

(12)公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-154228

(43)公開日 平成6年(1994)6月3日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A61B 10/00

E

G01N 21/17

A 7370-2J

21/27

A 7370-2J

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全12頁)

(21)出願番号

特願平4-309076

(22)出願日

平成4年(1992)11月18日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 田口 晶弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高山 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

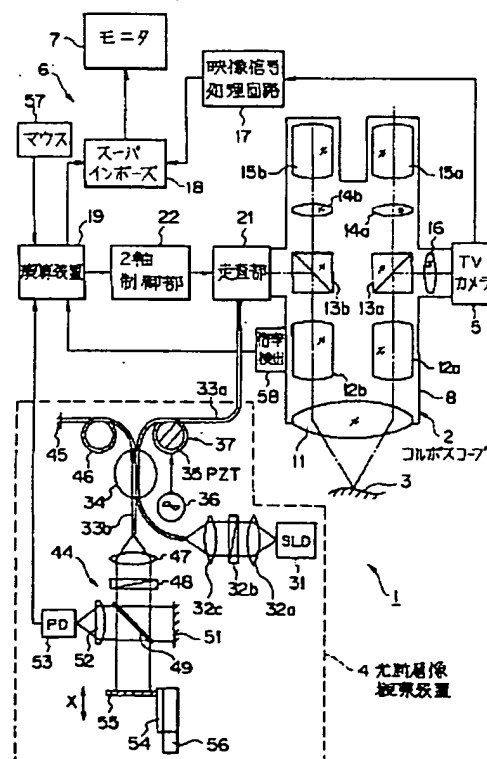
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光断層イメージング装置

(57)【要約】

【目的】 病変の浸潤度を容易に測定できる光断層イメージング装置を提供すること。

【構成】 コルポスコープ2で患部3の表面の像を肉眼観察可能であると共に、TVカメラ5を介してモニター7に表面観察像を表示する。また、SLD31で発生した低干渉性の光は光ファイバ33aで伝送され、走査部21からコルポスコープ2の光学系を介して患部3側に出射される。ミラー55を移動して光路長を変化することにより、患部3の深さ方向の断層像を得て、スーパインポーズ回路18を介してモニター7に出力し、表面観察像と共に、断層像を表示可能な構成にしている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 照明光を出射する照明光出射手段と、照明光で照明された被検体表面の像を結ぶ対物光学系と、前記対物光学系に基づく像を光電変換する撮像素子とを備えた撮像手段と、

低干渉性光を発生する低干渉性光発生手段と、前記撮像手段内に前記低干渉性光を導光し、前記撮像手段内に先端側の端面から被検体側に前記低干渉性光を出射すると共に、被検体側で反射された反射光を導光する導光部材と、

前記導光部材で導光した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、

前記基準光側又は反射光側の光路長を変化させる光路長変化手段と、

前記干渉信号に対する信号処理を行い、前記被検体の深さ方向の断層像とを構築する信号処理手段と、

前記撮像素子で撮像された撮像画像と前記断層像とを同時に表示する表示手段と、を有することを特徴とする光断層イメージング装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る光断層イメージング装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来から子宮頸癌の診断の為に、コルポスコープを用いて子宮頸部の表面の観察が行われる。コルポスコープでは子宮頸部の表面の形態から病変の深さ方向の浸潤度を推測したり、或いは最も進行していると思われる部位から生検を行い、組織診断により判定し、治療方針を決定していた。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記方法では、正診率は悪く（ドクタの習熟度とか生検部位等に影響される）、レーザによる蒸散・円切等による治療後の残存の可能性がある等の問題点が存在する。

【0004】また、生検による組織採取は通常 1 部分のみであり、病変部分を確実に採取できない可能性がある。病変部分を確実に採取するために、広範囲にわたる組織採取を行うとなると、多数回の生検或いはメス等による広範囲の切除が必要になり、患者の苦痛は大きくなるという欠点がある。

【0005】本発明は、上述した点にかんがみてなされたもので、病変の浸潤度を容易に測定できる光断層イメージング装置を提供することを目的としている。

## 【0006】

【課題を解決するための手段及び作用】照明光を出射する照明光出射手段と、照明光で照明された被検体表面の像を結ぶ対物光学系と、前記対物光学系に基づく像を光

電変換する撮像素子とを備えた撮像手段と、低干渉性光を発生する低干渉性光発生手段と、前記撮像手段内に前記低干渉性光を導光し、前記撮像手段内に先端側の端面から被検体側に前記低干渉性光を出射すると共に、被検体側で反射された反射光を導光する導光部材と、前記導光部材で導光した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、前記基準光側又は反射光側の光路長を変化させる光路長変化手段と、前記干渉信号に対する信号処理を行い、前記被検体の深さ方向の断層像とを構築する信号処理手段と、前記撮像素子で撮像された撮像画像と前記断層像とを同時に表示する表示手段と、を設けることにより、撮像手段により撮像した表面の観察（撮像画像）と共に、その部分の内部の断層像を得られるので、この断層像から病変部分の範囲を容易に知ることができる。

【0007】従って、生検を必要としない場合のあるし、たとえ生検を行う場合にも、必要となる生検箇所は必要最小限で済み、患者の苦痛を大幅に軽減できる。また、術者の負担も軽減される。

## 【0008】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図 1 ないし図 3 は本発明の第 1 実施例に係り、図 1 は第 1 実施例の光断層イメージング装置を示し、図 2 は走査部の構成を示し、図 3 はモニタに患部の像と共に、断層像が表示されることを示す。

【0009】この第 1 実施例の光断層イメージング装置 1 は生体の子宮頸癌等の患部 3 を観察可能なコルポスコープ 2 と、光断層イメージングを行うために低干渉性の光を発生してコルポスコープ 2 側に導光し、患部 3 側からの反射光を測定光として参照光と干渉させて検出するための光断層像観察装置 4 と、この光断層像観察装置 4 により検出された干渉信号に対する信号処理と、コルポスコープ 2 に取り付けられた TV カメラ 5 に対する信号処理等を行う信号処理装置 6 と、信号処理装置 6 から出力される映像信号を表示するモニタ 7 とからなり、このモニタ 7 には TV カメラ 5 で得られた患部 3 の（表面）観察像と低干渉性の光による光断層像とがスーパインポーズして表示されるようになっている。

【0010】上記コルポスコープ 2 は双眼であり、図示しない照明手段による照明光で照明された患部 3 の光学像を結ぶために、鏡筒 8 の先端には口径の大きい共通の対物レンズ 11 が取り付けられ、この対物レンズ 11 に対向して変倍レンズ 12 a、12 b、ビームスプリッタ 13 a、13 b、結像レンズ 14 a、14 b、接眼レンズ 15 a、15 b がそれぞれの光軸上に配置されている。

【0011】上記ビームスプリッタ 13 a で分岐された光は結像レンズ 16 を介して TV カメラ 5 の図示しない CCD に像を結ぶ。この TV カメラ 5 の出力信号は映像信号処理回路 17 に入力され、映像信号が生成され、ス

10

20

30

40

50

ーバインポーズ回路 1 8 により、光断層像観察装置 4 側から演算装置 1 9 を経た映像信号と混合された後、モニター 7 に出力され、モニター 7 には例えば図 3 ( b ) のように表示される。

【 0 0 1 2 】 他方のビームスプリッタ 1 3 b は走査部 2 1 を経て光断層像観察装置 4 側からの光が入射されると共に、患部 3 側で反射された光をビームスプリッタ 1 3 b を経て光断層像観察装置 4 側に導光する。この走査部 2 1 は 2 軸制御部 2 2 により、低干渉性の光を 2 次元的に走査する。

【 0 0 1 3 】 上記光断層像観察装置 4 内には低干渉性の光を発生する光源としての超高輝度発光ダイオード（以下、S L D と略記）3 1 が配置されている。この S L D 3 1 は例えば 8 3 0 n m の波長で、例えば可干渉距離が数 1 0 ないし数 1 0 0 0 μ m 程度であり、この光はレンズ 3 2 a、偏光子 3 2 b、レンズ 3 2 c を経て所定の偏波面の直線偏光の光にされ、シングルモード光ファイバ 3 3 a の一方の端面から入射し、他方の端面（先端面と記す）側に伝送される。

【 0 0 1 4 】 この光ファイバ 3 3 a は途中の P A N D A カップラ 3 4 で他方のシングルモード光ファイバ 3 3 b と光学的に結合されている。従って、このカップラ 3 4 部分で 2 つに分岐されて伝送される。光ファイバ 3 3 a の（カップラ 3 4 より）先端側は、ジルコン酸鉛のセラミックス（P Z T と略記）3 5 等の圧電素子に巻回されている。

【 0 0 1 5 】 この P Z T 3 5 は発振器 3 6 から駆動信号が印加され、光ファイバ 3 3 a を振動させることにより伝送される光を変調する変調器 3 7 を形成する。この駆動信号の周波数は例えば 5 ~ 2 0 K H z である。変調された光は光ファイバ 3 3 a の先端面から走査部 2 1 に出射される。

【 0 0 1 6 】 図 2 に示すように、走査部 2 1 には光ファイバ 3 3 a の先端面に対向して集光レンズ 3 8 が配置され、この集光レンズ 3 8 を介してミラー 3 9 に入射する。このミラー 3 9 は第 1 のモータ 4 1 a の軸に設けた第 1 のギヤボックス 4 1 b の軸に取り付けられ、2 軸制御部 2 2 で制御される第 1 のモータ 4 1 a の回転により矢印 Y 1 のようにミラー 3 9 は回転される。

【 0 0 1 7 】 また、第 1 のモータ 4 1 a 及び第 1 のギヤボックス 4 1 b は支持部材 4 1 c で支持され、この支持部材 4 1 c は第 1 のモータ 4 1 a の軸と直交するように配置された第 2 のギヤボックス 4 1 d の軸に取り付けられている。この第 2 のギヤボックス 4 1 d は第 2 のモータ 4 1 e の軸に設けてある。

【 0 0 1 8 】 2 軸制御部 2 2 で制御される第 2 のモータ 4 1 e が回転されると、ミラー 3 9 は矢印 Y 2 のように回転される。ミラー 3 9 が矢印 Y 1 及び Y 2 のように回転されることにより、ビームスプリッタ 1 3 b 側に 2 次元的に走査された光を導光すると共に、ビームスプリッ

タ 1 3 b 側からの反射光を光ファイバ 3 3 a の先端面に導光する。

【 0 0 1 9 】 図 1 に示すようにビームスプリッタ 1 3 b 側に導光された光は変倍レンズ 1 2 b、対物レンズ 1 1 を介して患部 3 側に出射され、患部 3 を 2 次元的に走査し、患部 3 の内部組織などで反射された光の一部がビームスプリッタ 1 3 b を経て光ファイバ 3 3 a の先端面に導光される。

【 0 0 2 0 】 この光はカップラ 3 4 でほぼ半分が光ファイバ 3 3 b に移り、干渉光検出部 4 4 に導かれる。また、この光ファイバ 3 3 b はその先端面に取り付けたミラー 4 5 で反射された光（S L D 3 1 側からの光がカップラ 3 4 で分岐された参照光）も伝送し、干渉光検出部 4 4 に導く。つまり、干渉光検出部 4 4 側に導かれる光は光ファイバ 3 3 a 側に伝送され、患部 3 で反射された測定光と、ミラー 4 5 で反射された参照光とが混ざったものとなる。

【 0 0 2 1 】 なお、光ファイバ 3 3 b におけるミラー 4 5 が固定された先端部とカップラ 3 4 との間には変調器 3 7 で巻回された光ファイバ 3 3 a による光路長とか、患部 3 側に至る光路長とをほぼ補償するための補償リング 4 6 が設けてある。光ファイバ 3 3 b の後端面から出射された光はレンズ 4 7 で平行光束にされ、検光子 4 8 で上記偏波面の光成分が抽出された後、ハーフミラー 4 9 で透過光と反射光に分岐される。

【 0 0 2 2 】 反射光はミラー 5 1 で反射され、（さらにハーフミラー 4 9 で透過された光成分が）レンズ 5 2 で集光されて、光検出器としてのフォトダイオード（P D と略記）5 3 で受光される。又、ハーフミラー 4 9 を透過した光は X ステージ 5 4 に取り付けられたミラー 5 5 で反射され、（さらにハーフミラー 4 9 で反射された光成分が）レンズ 5 2 で集光されて、P D 5 3 で受光される。X ステージ 5 4 は例えばステッピングモータ 5 6 によって光ファイバ 3 3 b の端面に対向する方向 X に移動され、光路長を変化できるようになっている。

【 0 0 2 3 】 患部 3 に対する光断層像を得る場合には、ミラー 4 5、5 5 で反射された光が P D 5 3 に入射されるまでの光路長と、光ファイバ 3 3 a を経て患部 3 側から戻った光がミラー 5 1 で反射されて P D 5 3 に入射されるまでの光路長とが殆ど等しくなるように設定される。

【 0 0 2 4 】 つまり、ミラー 5 5 の位置を変化させて参照光側の光路長を変えることにより、この参照光側の光路長と等しくなる測定光側の光路長は患部 3 の深さ方向に変化する。そしてこれら光路長が殆ど等しい 2 つの光が干渉し、P D 5 3 で検出される。

【 0 0 2 5 】 なお、ハーフミラー 4 9 とミラー 5 1 までの光路長及びハーフミラー 4 9 とミラー 5 5 までの光路長は少なくとも低干渉性の光の干渉範囲より常にずれるように設定され、例えば測定されるべき光自身がハーフ

ミラー 4 9 で透過光と反射光に分岐させた後にハーフミラー 4 9 で混合された場合、干渉が起こらないように設定されている。

【0026】上記 PD 5 3 で光電変換された信号は、信号処理装置 6 を構成する演算装置 1 9 の図示しないロックインアンプ等に発振器 3 6 の駆動信号又はこれと同一位相の信号が参照信号と共に入力され、PD 5 3 からの信号における参照信号と同一周波数の信号成分が抽出されるヘテロダイン検波されると共に、同じ位相の信号成分が抽出され、さらに検波増幅される。その後、演算装置 1 9 内部の図示しないコンピュータ部に入力される。

【0027】このコンピュータ部には、マウス 5 7 による指示座標データと倍率検出回路 5 8 から入力される倍率信号に基づき、図 3 (a) に示すようにモニター 7 上に表示されるコルボスコープ 2 によるスコープ画像 G 1 にスーパーインポーズされるカーソル K の範囲の座標を演算する。

【0028】この座標の演算結果から、走査部 2 1 のモータ 4 1 a, 4 1 e の回転量を決定し、2 軸制御部 2 2 を介して回転駆動し、マウス 5 7 で指示された範囲を光走査させる。光走査により得られた信号は図示しない画像メモリに一時格納され、モータ 5 6 の回転によるミラー 5 5 の走査により、深さ方向に対する所定の範囲の走査画像が得られると、画像メモリの画像データを図示しない映像信号処理部で光断層像に対応する映像信号にして、スーパーインポーズ回路 1 8 を経てモニター 7 に出力される。

【0029】この実施例では演算装置 1 9 側から光断層像に対応する映像信号が出力される時には TV カメラ 5 で撮像したスコープ画像 G 1 は縮小され、図 3 (b) に示すように光断層像 G 2 と同時に表示される。

【0030】この実施例によれば、子宮頸部等の患部 3 の表面のスコープ画像 G 1 と断層像 G 2 とが同時にモニター 7 に表示できるので、病変部位とその病変部位の深さ方向の広がり範囲を断層像 G 2 から把握できる。このため、何回も生検を行うことを必要としないで病変の深さ方向の範囲を判定できる。従って、(何回も生検を行うことを必要としないので)、患者の苦痛を軽減できるし、術者も何回も生検を行わないで済むのでその負担を軽減できる。

【0031】また、光ファイバ 3 3 a により、走査部 2 1 を介してコルボスコープ 2 に導光しているので、鏡筒 8 部分を細径化できる。また、ビームスプリッタ 1 3 b に導光する構成にしているので、このビームスプリッタ 1 3 b に着脱可能なユニット化された構成にすることもできる。この構成にすると、コルボスコープ 2 を使用する場合、光断層像を得るユニット部分を必要に応じて使用／不使用を選択して使用できる。

【0032】図 4 は第 1 実施例の変形例における TV プロブ 6 1 を示す。この変形例では図 1 のコルボスコー

プ 2 の代わりに CCD 6 2 を内蔵した TV プロブ 6 1 が使用されたものである。

【0033】この TV プロブ 6 1 は筒状のプロブ本体 6 3 に対物レンズ 6 4、変倍レンズ 6 5、ダイクロイックミラー 6 6、結像レンズ 6 7、CCD 6 2 が順次配置され、CCD 6 2 の信号は映像信号処理回路 1 7 に入力される。また、ダイクロイックミラー 6 6 の反射光路側に走査部 2 1 が取付られ、光ファイバ 3 3 a の光をダイクロイックミラー 6 6 側に導光すると共に、ダイクロイックミラー 6 6 側からの光を光ファイバ 3 3 a 側に導光するようになっている。

【0034】上記ダイクロイックミラー 6 6 は図 5 に示すように、波長に対する反射率強度は、可視領域と近赤外領域との境界波長付近から近赤外領域側の光をほぼ 100% 反射し、可視領域の光はほぼ 100% 透過する特性のものが使用される。SLD 3 1 の波長は近赤外領域内に設定され、ダイクロイックミラー 6 6 で常に反射され、可視領域の光で撮像する CCD 6 2 には悪影響を与えない。

【0035】つまり、光ファイバ 3 3 a からの光はダイクロイックミラー 6 6 で反射され、対物レンズ 6 4 側に導光され、対物レンズ 6 4 側からダイクロイックミラー 6 6 に戻る SLD 3 1 の反射光はダイクロイックミラー 6 6 で反射され、光ファイバ 3 3 a 側に導光される。一方、可視領域の光はダイクロイックミラー 6 6 を透過し、CCD 6 2 に像を結ぶ。

【0036】その他の構成は第 1 実施例と同様である。この変形例では第 1 実施例におけるコルボスコープ 2 における肉眼での観察光学系を有しないで、モニター 7 に表示される像を観察することになる。図 6 はモニター 7 に表示される CCD 6 2 で撮像された画像 G を示す。モニター 7 上で予め決められた部位のみ (この変形例では中心の指標 S) で断層像が観察できる。

【0037】従って、術者は観察を望む部位が中心に位置するように TV プロブ 6 1 を移動設定する。断層像の範囲は 2 軸制御部 2 1 の走査範囲内で可変設定できる。尚、図 7 に示すように図 4 の対物レンズ 6 4 の前にリング状ゴム 6 9 を取付け、子宮頸部等の接触が可能な部位に対してはプロブ先端を押し当てて、光断層像を得られるようにしても良い。

【0038】図 8 は本発明の第 2 実施例の光断層イメージング装置 7 1 を示す。この第 2 実施例の光断層イメージング装置 7 1 は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡 7 2 と、この内視鏡 7 2 に照明光を供給する光源装置 7 3 と、内視鏡 7 2 内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングを行う光干渉装置 7 4 と、この光干渉装置 7 4 による光断層像を表示する表示装置としてのモニター 7 5 とから構成される。

【0039】上記光干渉装置 7 4 は低干渉性の光を用い

て光断層像を生成するための干渉光に対応する電気信号を得る光干渉部 7 6 と、この光干渉部 7 6 の電気信号を信号処理して光断層像に対応する映像信号を生成する信号処理部 7 7 とからなり、この映像信号はモニタ 7 5 に表示される。

【0040】上記内視鏡 7 2 は細長で可撓性を有する挿入部 7 8 と、この挿入部 7 8 の後端に設けられた太幅の操作部 7 9 とを有し、この操作部 7 9 の側部から外部にケーブルが延出される。

【0041】挿入部 7 8 内にはライトガイド 8 1 が挿通され、ライトガイド 8 1 のケーブル側の端部に設けたコネクタを光源装置 7 3 に着脱自在で装着できる。装着することにより、光源装置 7 3 内部の例えばキセノンランプ 8 2 の白色照明光がコンデンサレンズ 8 3 で集光されてライトガイド 8 1 の端部に供給され、この照明光はライトガイド 8 1 により伝送され、挿入部 7 8 の先端部 8 4 の側部に設けた照明窓に固定された他方の端面から挿入部 7 8 の側方に出射される。

【0042】側視用照明窓から出射された照明光により、照明された管腔臓器 8 5 等の観察関心部位は照明窓に隣接する側視の観察窓に取り付けた対物レンズ 8 6 によってその光学像がその焦点面に結ばれる。この焦点面の位置には CCD 8 7 が配置され、光学像を光電変換する。

【0043】この CCD 8 7 は CCD 駆動回路 8 8 から CCD 駆動信号が印加されることによって、光電変換された信号が読み出され、ビデオ信号線 8 9 を介して映像信号処理手段としてのビデオプロセッサ（以下、VP と記す）9 0 に入力される。

【0044】この VP 9 0 の出力信号はスーバインポーズ回路 9 1 を介してモニタ 7 5 に出力され、CCD 8 7 で撮像した内視鏡画像を表示する。

【0045】なお、操作部 7 9 には図示しない湾曲操作機構が設けてあり、湾曲操作ノブを操作することにより、先端部 8 4 の後端に形成された湾曲部を上下、左右の任意の方向に湾曲できるようになっている。この内視鏡 7 2 にはさらに低干渉性の光を伝送する光ファイバ 9 2 が挿通されている。

【0046】この光ファイバ 9 2 の先端は先端部 8 4 の中心軸上で固定され、この先端面には屈折率分布型レンズ（以下セルフオックレンズと記す）9 3 が取り付けられている。この光ファイバ 9 2 の後端側は光干渉部 7 6 の光ファイバ 3 3 a の先端面と接続され、この光ファイバ 3 3 a を介して SLD 3 1 の光が導光される。

【0047】SLD 3 1 の光はレンズ 3 2 を経てシングルモード光ファイバ 3 3 a の一方の端面から入射し、他方の端面側に伝送される。この光ファイバ 3 3 a は途中のカップラ 3 4 で他方のシングルモード光ファイバ 3 3 b と光学的に結合されている。従って、このカップラ 3 4 部分で 2 つに分岐されて伝送される。光ファイバ 3 3

a の（カップラ 3 4 より）先端側は、P Z T 3 5 等の圧電素子に巻回されている。

【0048】この P Z T 3 5 は発振器 3 6 から駆動信号が印加され、光ファイバ 3 3 a を振動させることにより伝送される光を変調する変調器 3 7 を形成する。変調された光は光ファイバ 3 3 a の先端面から出射され、この先端面に接触する光ファイバ 9 2 に入射され、先端部 8 4 側の端面に伝送され、この端面からセルフオックレンズ 9 3 を経て出射される。

【0049】このセルフオックレンズ 9 3 に対向するように配置されたレンズ 9 4 で平行なビームにされ、ギヤ 9 5 に取り付けられたプリズム 9 6 の斜面で直角方向に反射され、挿入部 7 8 の側方に出射される。このギヤ 9 5 は中央部分は光を通すように開口が設けられている。このギヤ 9 5 はモータ 9 7 の回転軸に取り付けたギヤ 9 7 a と噛合している。

【0050】従って、モータ 9 7 が回転すると、プリズム 9 6 が回転されることになり、光ファイバ 9 2 で導光された光は挿入部 7 8 の中心軸の周りに放射状に出射されることになる。

【0051】また、このモータ 9 7 は裏面にラックを形成したモータ固定台 9 8 に固定されている。このラックはモータ 9 9 の回転軸に取り付けたピニオンギヤ 9 9 a と噛合している。

【0052】そして、モータ 9 9 が回転すると、ラックが移動し、モータ固定台 9 8 に固定されたモータ 9 7、その回転軸に取り付けたギヤ 9 7 a、このギヤ 9 7 a と噛合状態を維持するギヤ 9 5 が連動して挿入部 7 8 の軸方向、つまり長手方向に移動するようになっている。これらモータ 9 7、9 9 は信号処理部 7 7 内の位置制御装置 1 0 1 によって回転量が制御される。

【0053】上記管腔臓器 8 5 で反射された光はプリズム 9 6、レンズ 9 4、セルフオックレンズ 9 3 を経て光ファイバ 9 2 の先端面に入射され、この光ファイバ 9 2 の後端面から光ファイバ 3 3 a の先端面に入射される。この光はカップラ 3 4 でほぼ半分が光ファイバ 3 3 b に移り、光ファイバ 3 3 b の先端面に対向配置したミラー 4 5 で反射された参照光と共に、干渉光検出部側に導かれる。

【0054】第 1 実施例では干渉光検出部側に参照光の光路長を変える光路長変化機構を設けていたが、この実施例では光ファイバ 3 3 b の先端面に光路長変化機構を設けている。

【0055】つまり、図 1 の実施例におけるミラー 4 5 を X ステージ 5 4 に取り付け、モータ 5 6 で参照光の光路長を変える方向に移動し、この光路長を変えるようにしている。また、光ファイバ 3 3 b の先端面とミラー 4 5 との間にレンズ 4 5 a が配置されている。モータ 5 6 は位置制御装置 1 0 1 によって回転が制御されるようになっている。

【0056】光ファイバ33bの後端面から出射された光はレンズ52を経てPD53で受光される。PD53で光電変換された信号は、プリアンプ102で増幅された後、信号処理部77のロックインアンプ103の信号入力端に入力される。このロックインアンプ103の参照信号入力端には発振器36から参照信号が入力され、ヘテロダイン検波及び増幅等される。

【0057】このロックインアンプ103の出力はデジタルボルトメータ（以下DVMと略記する）104を経てコンピュータ105に入力され、光ファイバ92で導光された光によって得られた信号から断層像に対応した画像データを生成するための制御を行う。

【0058】つまり、位置制御装置101に制御信号を送り、モータ97、99の回転量を制御し、光ビームの走査とモータ56の回転制御による光路長の変化を制御する。光ビームの走査及び光路長の変化において、PD53から得られる信号を一時画像メモリに格納する。

【0059】例えば1フレーム分の画像データが得られると、VP106に出力し、このVP106は映像信号に変換し、スーパインポーズ回路91を介してモニター75に出力し、CCD87の画像にスーパインポーズして光断層像が表示されるようにする。

【0060】また、モータ99を回転してプリズム96を長手方向に移動した場合には、この移動により測定光側の光路長が変化するので、位置制御装置101に制御信号を送り、モータ56を回転させて、前記光路長の変化分を補償するように制御する。この制御により、光路長の変化による画像歪を補正する。この実施例によれば、第1実施例の効果を有すると共に、3次元的な断層像が得られるというメリットがある。

【0061】図9は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置111を示す。この第3実施例の光断層イメージング装置111は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡112と、この内視鏡112に照明光を供給する光源装置73と、内視鏡112内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングのための光の発生及び干渉光検出を行う光干渉装置114と、この光干渉装置114による信号から光断層像に対応した映像信号の生成等の信号処理を行う信号処理部115と、この信号処理部115から出力される映像信号を表示する表示装置としてのモニター116とから構成される。

【0062】この第3実施例ではダイクロイックミラー117を用いて内視鏡観察視野内の生体組織118に対する断層像を得る構成となっている。

【0063】上記内視鏡112は第2実施例と同様に挿入部78内にはライトガイド81が挿通され、光源装置73のランプ82の照明光を伝送し、先端部84に固定された先端面から照明・観察窓に取り付けたガラス板119を経て前方の生体組織118側を照明する。この実

施例ではライトガイド81の先端側は2つに分岐された構成にしている。

【0064】上記ガラス板119の内側には対物レンズ86が配置され、CCD87に像を結ぶ。このCCD87はCCD駆動回路88で駆動され、光電変換した信号はビデオ信号線89を介して信号処理部115内のVP90に入力され、このVP90から出力される映像信号はスーパインポーズ回路91を介してモニター116に入力され、図10に示すようにモニター116の例えば左側に生体組織118の（内視鏡）画像を表示する。

【0065】上記対物レンズ86とCCD87の間には、対物レンズ86の光軸と45°傾斜させたダイクロイックミラー117が配置されている。このダイクロイックミラー117は図5に示すような特性のものが用いてあり、可視領域の光は透過し、近赤外領域の光は反射する。このダイクロイックミラー117の反射光路上にプリズム121が配置されるようになっている。

【0066】このプリズム121は裏面にラックが形成された可動台122に取り付けられている。この可動台122には、光ファイバ92の先端が光ファイバ固定部材に取り付けられ、光ファイバ92の先端面から出射される光をこのプリズム121で反射してダイクロイックミラー117側に導光すると共に、ダイクロイックミラー117で反射された光をこのプリズム121で反射して光ファイバ92の先端面に入射されるように導光する。

【0067】上記可動台122のラックは、例えば操作部79に収納したステッピングモータ123の回転軸に連結されたシャフト124の先端に取り付けたピニオンギヤ125と噛み合し、このステッピングモータ123が回転することにより、可動台122は対物レンズ86の光軸と平行な方向、つまり挿入部78の長手方向に移動される。

【0068】例えば、図9の状態から、可動台122が後方側に移動されると、プリズム121も後方に移動されるので、このプリズム121で反射された光は点線で示すように導光される。従って、プリズム121を移動することにより、生体組織118側には光が縦方向に走査され、この走査方向に対応した断層像を得ることができるようになっている。

【0069】上記光ファイバ92の後端は光干渉装置114の光ファイバ33aの先端面と接続され、SLD31からの低干渉性の光を光ファイバ92側に導光すると共に、光ファイバ92側からの反射光を光ファイバ33a側に導光する。

【0070】光干渉装置114ではPD53の出力はロックインアンプ103に入力され、参照信号と同じ位相の信号成分が抽出され、検波された後、信号処理部115内のコンピュータ126に入力される。

【0071】このコンピュータ126はステッピングモ

ータ 1 2 3 の回転及びモータ 5 6 の回転を制御する。

又、断層像に対応した映像信号を生成する処理を行い、スーパインポーズ回路 9 1 に出力することにより、図 1 0 に示すようにモニタ 1 1 6 には内視鏡画像に隣接して断層像が同時に表示される。

【0072】また、コンピュータ 1 2 6 は内視鏡画像内に断層像の測定が行われる領域を示すカーソル 1 2 8 を図 1 0 に示すように表示させる。この表示により、断層像が得られる領域が観察画像上で知ることができるので、診断する場合、便利である。このカーソル 1 2 8 は不要な時には消すことができるようにしている。光干渉装置 1 1 4 における構成で図 8 に示す光干渉部 7 6 と同じ構成要素には同じ符号を付けてその説明を省略する。

【0073】この実施例では内視鏡 1 1 2 の先端面には可視の照明光を出射すると共に、可視の観察光を取り込むガラス板 1 1 9 を設け、図 1 1 に示すように挿入部 7 8 の先端面を胃内壁 1 2 9 等の体腔内組織に押し付けた状態で観察像を得ることができるようになっている。

【0074】又、体腔内組織に押し付けた密着状態で、ガラス板 1 1 9 を通して光断層像を得るための低干渉性の光を体腔内組織側に出射すると共に、体腔内組織側での反射光を取り込むようにして、可視の観察視野内の体腔内組織の中央部分に対する断層像を得られるようにしている。この密着させることにより、臓器が動いている場合とか挿入部 7 8 の先端が振らつく等した場合に発生するブレを防止でき、ブレのない鮮明な観察像及び断層像が得られる。このため、この実施例では観察系はおおよそガラス板 1 1 9 の表面を観察するのに適した焦点距離に設定している。なお、内視鏡 1 1 2 内を挿通される光ファイバ 9 2 と光干渉装置 1 1 4 の光ファイバ 3 3 a とを一体化した構成にしても良い。

【0075】図 1 2 は本発明の第 4 実施例の光断層イメージング装置 1 3 1 を示す。この第 4 実施例における内視鏡 1 3 2 は図 9 の内視鏡 1 1 2 において CCD 8 7 の光電変換面にイメージガイド 1 3 3 の先端面が配置され、このイメージガイド 1 3 3 の後端面に対向して結像レンズ 1 3 4 を配置し、イメージガイド 1 3 3 で伝送された像をこの結像レンズ 1 3 4 によりその結像位置に配置した CCD 8 7 に結ぶようにしている。

【0076】この実施例では挿入部 7 8 内にイメージガイド 1 3 3 を挿通し、観察像を操作部 7 9 側の後端面に伝送し、レンズ 1 3 4 で CCD 8 7 に結像する構成となっている。その他は第 3 実施例で説明した構成と同じである。なお、この実施例ではモニタ 1 1 6 に表示される内視鏡画像は円形になる。この実施例の作用・効果は第 3 実施例と殆ど同じである。なお、光路長を変える場合、基準となる参照光（基準光）側に限らず、測定光側の光路長を変えるようにしても良い。また、生体等の被検体の表面の像を得る場合、可視光による像に限定されるものでなく、赤外、紫外等の像でも良い。

【0077】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、可視光等による被検体の表面観察像と低干渉性の光による断層像とを同時に表示できるようにしているので、病変組織が深さ方向に存在する範囲を容易に判断することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図 2】図 2 は走査部の構成を示す斜視図。

【図 3】図 3 はモニタに患部の像と共に、断層像が表示されることを示す説明図。

【図 4】図 4 は第 1 実施例の変形例における TV プロープを示す図。

【図 5】図 5 はダイクロイックミラーの分光特性を示す特性図。

【図 6】図 6 はモニタ画面上に断層像が得られる範囲に対応した指標が表示されることを示す図。

【図 7】図 7 は図 6 の変形例における TV プロープの先端側を示す断面図。

【図 8】図 8 は本発明の第 2 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図 9】図 9 は本発明の第 3 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図 10】図 10 はモニタでの画像表示例を示す図。

【図 11】図 11 は挿入部の先端面を体腔内組織に押し付けた状態で観察可能であることを示す図。

【図 12】図 12 は本発明の第 4 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【符号の説明】

1…光断層イメージング装置

2…コルボスコープ

3…患部

4…光断層像観察装置

5…TVカメラ

6…信号処理装置

7…モニタ

8…鏡筒

11…対物レンズ

12 a, 12 b…変倍レンズ

13 a, 13 b…ビームスプリッタ

15 a, 15 b…接眼レンズ

17…映像信号処理回路

18…スーパインポーズ回路

19…演算装置

21…走査部

22…2軸制御部

31…SLD

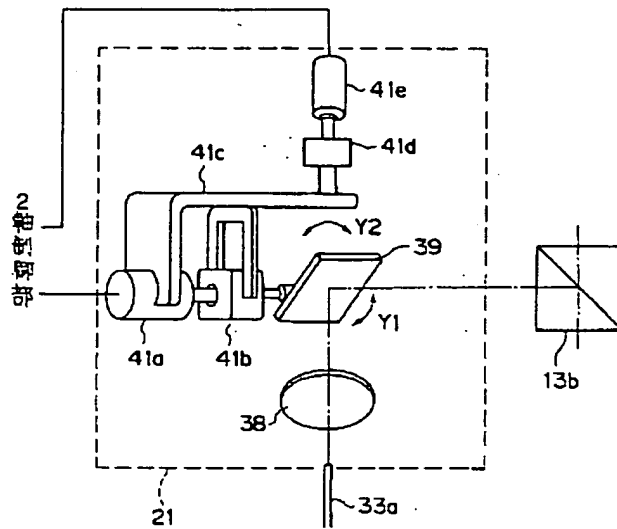
32 b…偏光子

33 a, 33 b…光ファイバ

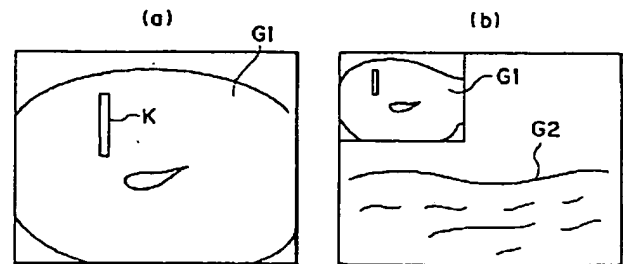
34…カップラ  
35…P Z T  
36…発振器  
37…変調器  
39…ミラー  
41a, 41e…モータ  
44…干渉光検出部

48…検光子  
49…ハーフミラー  
51、55…ミラー  
53…P D  
54…X-ステージ  
56…ステッピングモータ

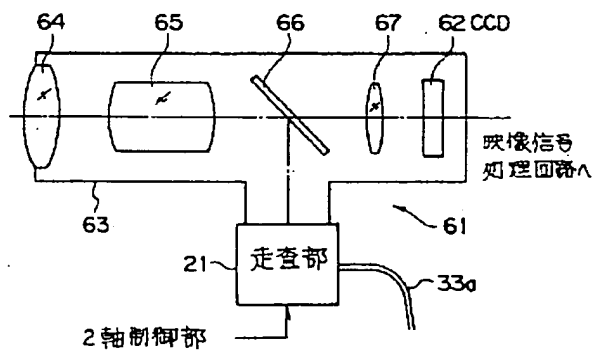
【図2】



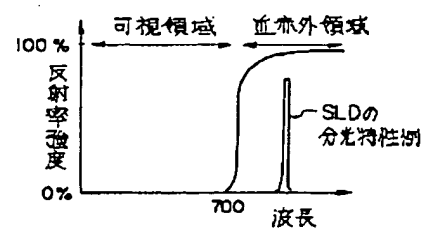
【図3】



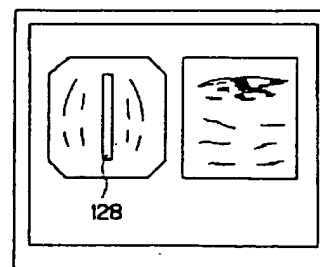
【図4】



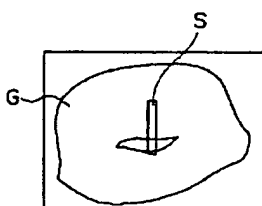
【図5】



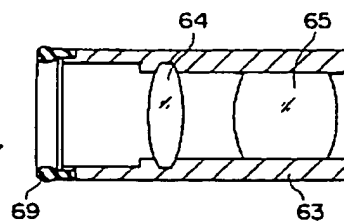
【図10】



【図6】

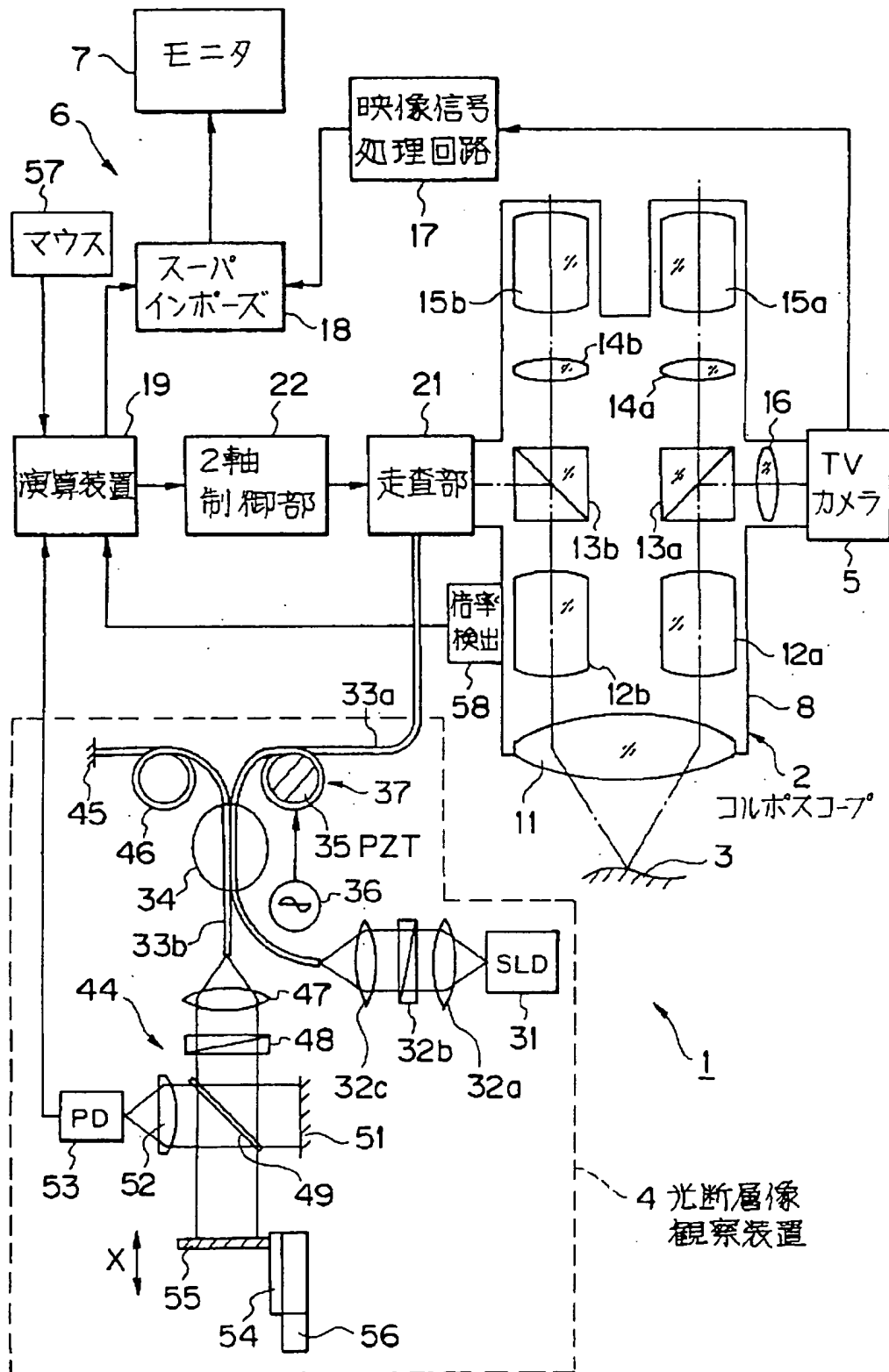


【図7】

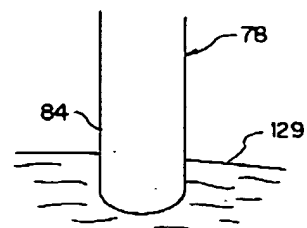




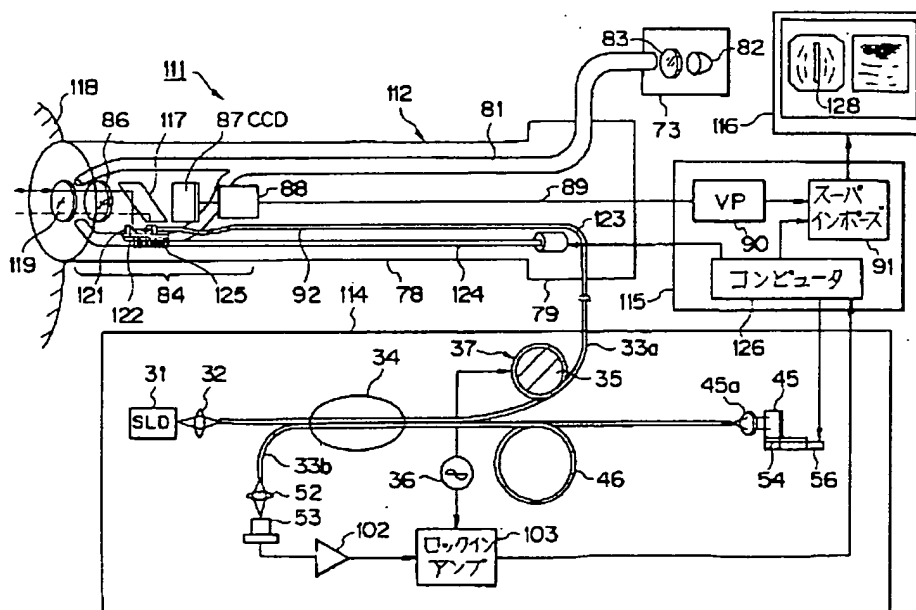
【図1】



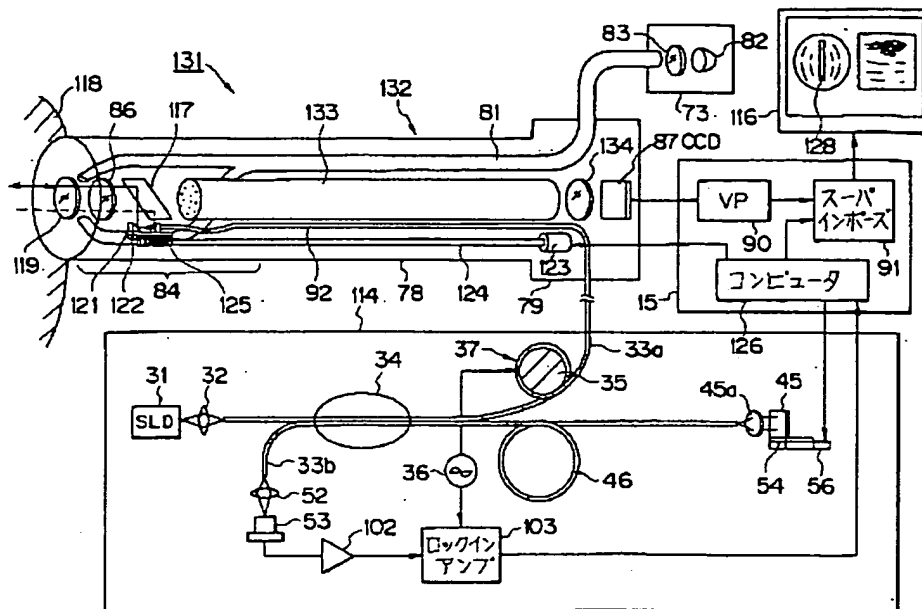
【图 1 1】



【图 9】



【図 1 2】



## 【手続補正書】

【提出日】平成 5 年 3 月 1 2 日

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 5 3

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0 0 5 3】上記管腔臓器 8 5 で反射された光はプリズム 9 6、レンズ 9 4、セルフオックレンス 9 3 を経て光ファイバ 9 2 の先端面に入射され、この光ファイバ 9 2 の後端面から光ファイバ 3 3 a の先端面に入射される。この光はカップラ 3 4 でほぼ半分が光ファイバ 3 3 b に移り、光ファイバ 3 3 b の先端面に対向配置したミラー 4 5 で反射された参照光と共に、干渉光検出部側に導かれる。

## 【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 7

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0 0 7 7】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、可視光等による被検体の表面観察像と低干渉性の光による断層像とを同時に表示できるようにしているので、病変組織が深さ方向に存在する範囲を容易に判断することが可能となる。

## 【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】図面の簡単な説明

【補正方法】変更

【補正内容】

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図 2】図 2 は走査部の構成を示す斜視図。

【図 3】図 3 はモニタに患部の像と共に、断層像が表示されることを示す説明図。

【図 4】図 4 は第 1 実施例の変形例における TV プローブを示す図。

【図 5】図 5 はダイクロイックミラーの分光特性を示す特性図。

【図 6】図 6 はモニタ画面上に断層像が得られる範囲に対応した指標が表示されることを示す図。

【図 7】図 7 は図 4 の変形例における TV プローブの先端側を示す断面図。

【図 8】図 8 は本発明の第 2 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図 9】図 9 は本発明の第 3 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図 10】図 10 はモニタでの画像表示例を示す図。

【図 11】図 11 は挿入部の先端面を体腔内組織に押し付けた状態で観察可能であることを示す図。

【図 12】図 12 は本発明の第 4 実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

## 【手続補正 4】

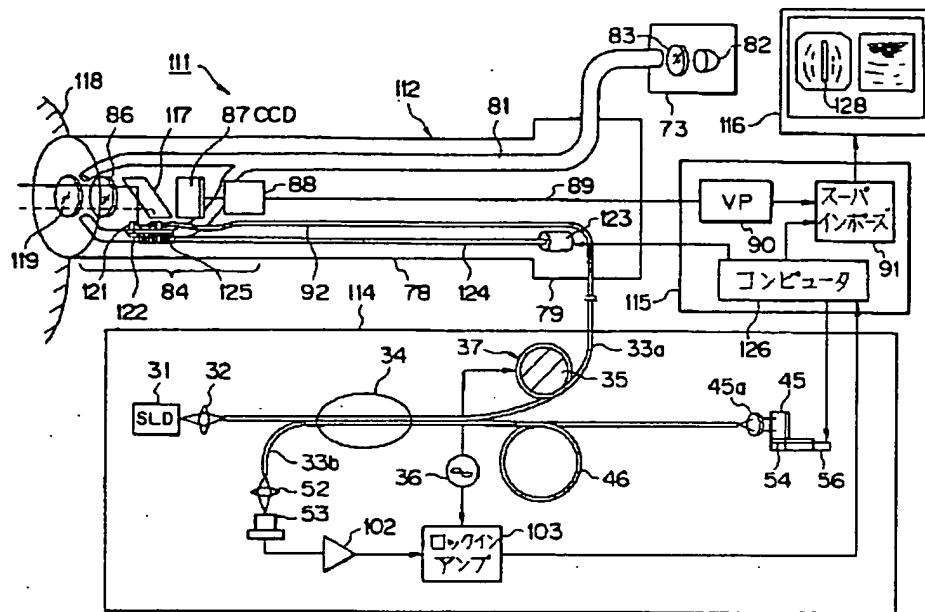
【補正対象書類名】図面

【補正内容】

【補正対象項目名】図 9

【図 9】

【補正方法】変更



フロントページの続き

(72)発明者 上 邦彰

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 岡▲崎▼ 次生

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 窪田 哲丸

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 安永 浩二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大澤 篤

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大橋 一司

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大明 義直

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内